

## X-ray imaging method

Patent Number: ☐ US5852646

Publication date: 1998-12-22

Inventor(s): KOPPE REINER H (DE); KLOTZ ERHARD P A (DE); AERTS HANS (NL); OP DE BEEK JOHN (NL)

Applicant(s): PHILIPS CORP (US)

Requested Patent: ☐ DE19620371

Application Number: US19970852301 19970507

Priority Number(s): DE19961020371 19960521

IPC Classification: A61B6/03

EC Classification: G06T11/00T

Equivalents: ☐ EP0809211, A3; ☐ JP10057365

### Abstract

An X-ray imaging method, and device for carrying out the method, utilizes a first imaging device to form and digitally store a series of two-dimensional X-ray images in which an object to be examined is projected onto an X-ray image pick-up device from different perspectives, and a second imaging device to form a three-dimensional image of the same object. Quasi three-dimensional reproduction of anatomic structures is achieved by extracting a relevant structure of the object to be examined from the three-dimensional image, calculating synthetic, two-dimensional projection images of the extracted structure, the structure being projected with the same geometrical parameters as used for the relevant structure during the formation of the individual X-ray images, forming superposition images by superposing the synthetic projection images and the X-ray images formed under the same geometrical conditions, and displaying the series of superposition images.

Data supplied from the esp@cenet database -12

1. The first part of the document is a letter from the President of the United States to the Congress, dated January 1, 1861. It is a very important document, as it sets out the President's policy for the new year. The President states that he is pleased to see the Congress assembled, and that he is confident that the country is in a good position to meet the challenges of the future. He also mentions the recent election of Abraham Lincoln as President, and expresses his confidence in the new administration.

2. The second part of the document is a report from the Secretary of the Treasury, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the financial state of the country at the beginning of the year. The report states that the country is in a sound financial position, with a strong and stable currency. It also mentions the recent increase in the national debt, and expresses the Secretary's confidence that the country will be able to manage the debt effectively.

3. The third part of the document is a report from the Secretary of the Interior, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's natural resources, including land, minerals, and water. The report states that the country is rich in natural resources, and that the government is committed to managing these resources in a sustainable and responsible manner.

4. The fourth part of the document is a report from the Secretary of the War, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's military forces, including the Army, Navy, and Marine Corps. The report states that the country's military forces are well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective military.

5. The fifth part of the document is a report from the Secretary of the State, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the country's foreign relations, including its relations with other countries and international organizations. The report states that the country is committed to maintaining a policy of peace and cooperation with other nations.

6. The sixth part of the document is a report from the Secretary of the Navy, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's naval forces, including the Navy and the Marine Corps. The report states that the country's naval forces are well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective navy.

7. The seventh part of the document is a report from the Secretary of the Army, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's army forces, including the Army and the Marine Corps. The report states that the country's army forces are well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective army.

8. The eighth part of the document is a report from the Secretary of the Marine Corps, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's Marine Corps forces, including the Marine Corps and the Army. The report states that the country's Marine Corps forces are well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective Marine Corps.

9. The ninth part of the document is a report from the Secretary of the Coast Guard, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's Coast Guard forces, including the Coast Guard and the Navy. The report states that the country's Coast Guard forces are well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective Coast Guard.

10. The tenth part of the document is a report from the Secretary of the Customs Service, dated January 1, 1861. It provides a detailed account of the state of the country's Customs Service, including the Customs Service and the Treasury. The report states that the country's Customs Service is well-trained and equipped, and that the government is committed to maintaining a strong and effective Customs Service.



Offenlegungsschrift DE 19620371 A1

(12) Int. Cl.<sup>6</sup>: A61 B 6/02  
 A61 B 6/03  
 G 03 B 42/02  
 G 01 N 23/04  
 G 06 T 5/00  
 G 06 T 15/00  
 19620371.6  
 Aktenzeichen: 21. 5. 96  
 Anmeldetag: 43. Offenlegungstag: 4. 12. 97

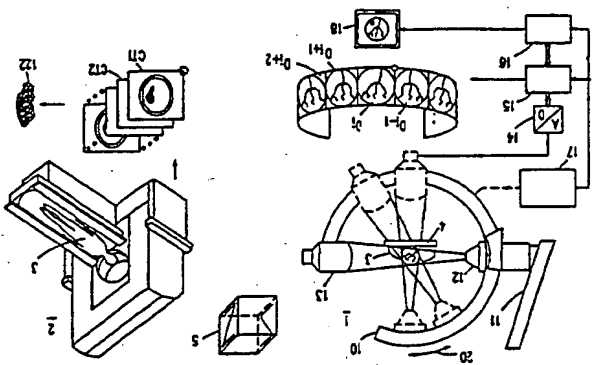
(71) Anmelder: Philips Patentverwaltung GmbH, 22335 Hamburg, DE  
 (72) Erfinder: Klotz, Erhard Paul Artur, 24534 Neumünster, DE; Koppe, Reiner Heinrich, Dr., 22457 Hamburg, DE; Beek, John op de, Graatschoppad, NL; Aerts, Hans, Berkel Enschoot, NL

(56) Entgegenhaltungen: DE 43 04 571 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Röntgenaufnahme-Verfahren

(57) Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einer ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, sowie eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens. Dabei ist eine quasi dreidimensionale Wiedergabe von anatomischen Strukturen möglich, die von der ersten bildgebenden Einrichtung abgebildbar sind. Dies wird durch folgende Verfahrensschritte erreicht:  
 a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung  
 b) Extraktion einer relevanten Struktur des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild  
 c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen  
 d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen  
 e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.



sen muß und keinen direkten, dreidimensionalen Eindruck der Lage des Biopsiepfades in bezug auf das Gefäßsystem vermittelt bekommt.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß der Benutzer einen verbesserten, quasi dreidimensionalen Eindruck von der Lage der für die Diagnose relevanten Struktur, z. B. eines Tumors, in bezug auf die in den Röntgenaufnahmen dargestellte Anatomie (z. B. das Gefäßsystem) erhält. Für eine Biopsie beispielsweise kann er dann selbst den optimalen Biopsiepfad ermitteln oder einen automatisch vorgegebenen Biopsiepfad beurteilen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die folgenden Verfahrensschritte

- a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung
- b) Extraktion einer relevanten Struktur des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild
- c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen,
- d) Erzeugung von Überlagerungsbildern durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen
- e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.

Bei der Erfindung wird also für jede Röntgenaufnahme ein synthetisches, zweidimensionales Projektionsbild berechnet, das die aus dem dreidimensionalen Bild einer zweiten bildgebenden Einrichtung (die ein Computertomograph sein kann), extrahierte Struktur darstellt, und zwar mit den gleichen geometrischen Parametern, mit denen diese Struktur und z. B. das Gefäßsystem bei der Erzeugung der Röntgenaufnahme projiziert wird. In den Röntgenaufnahmen ist die Struktur wegen ihres geringen Kontrastes nicht sichtbar, jedoch kann in dem berechneten synthetischen Projektionsbild der Kontrast, mit dem die Struktur dargestellt wird, beliebig vorgegeben werden (es ist auch eine farbige Darstellung möglich). Die Röntgenaufnahme und das synthetische Projektionsbild, die zueinander korrespondieren, werden zu einem Überlagerungsbild kombiniert, und diese Überlagerungsbilder werden als Folge nacheinander wiedergegeben. Der Untersucher bekommt dadurch einen quasi dreidimensionalen Eindruck des Untersuchungsobjektes, wobei er die relative Lage der extrahierten Struktur in bezug auf die in den Röntgenaufnahmen dargestellte Anatomie, z. B. das Gefäßsystem, erkennen kann.

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, daß als zweite bildgebende Einrichtung ein Röntgen-Computertomograph verwendet wird, wobei zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Untersuchungsobjekt eine Anzahl von Tomogrammen von parallelen Schichten erstellt wird. Grundsätzlich ist es aber auch möglich, für die Erstellung eines dreidimensionalen Bildes eine andere Modalität zu benutzen, z. B. ein MR-Gerät oder ein Ultraschallgerät.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei Bild-Folgen wiedergegeben werden, die beide aus der Folge der Überlagerungsbilder abgeleitet werden, wobei

Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einer ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbildaufnehmer projiziert wird. Außerdem bezieht sich die Erfindung auf eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens.

Ein solches Verfahren und eine solche Anordnung sind bekannt aus einem Aufsatz von Koppe et al in Proceedings CAR - 95 Berlin, 1995 pp. 101 - 107 - im folgenden mit D1 bezeichnet. Bevorzugt wird dieses Verfahren zur Darstellung des Gefäßsystems verwendet, in das zuvor Kontrastmittel injiziert wurde. Grundsätzlich wären auch dreidimensionale Darstellungen des Gefäßsystems möglich, z. B. mit MR- oder CT-Aufnahmen. Doch ist es damit noch möglich, das Gefäßsystem mit so hoher räumlicher Auflösung zu rekonstruieren, wie es bei verschiedenen medizinischen Untersuchungen erforderlich ist. Bei dem eingangs beschriebenen Verfahren ergibt sich demgegenüber eine hohe räumliche Auflösung, und es entsteht ein quasi dreidimensionaler räumlicher Eindruck, wenn die Röntgenaufnahmen in schneller Folge nacheinander wiedergegeben werden. Nachteilig dabei ist aber, daß die Röntgenaufnahmen nur das Gefäßsystem zeigen, während das Gewebe in der Umgebung nicht dargestellt wird. Bei stereoskopischen Untersuchungen ist es aber erforderlich, die relative Lage einer für die Untersuchung relevanten Struktur, z. B. eines Tumors, in bezug auf das Gefäßsystem bestimmen zu können.

Zu diesem Zweck ist es aus einer weiteren Veröffentlichung (D2) von Kelly et al in "Neurosurgery", Vol. 14, Nr. 2, 1984 bekannt, einseitig Stereobildpaare zu erstellen, die das Gefäßsystem von vorne bzw. von der Seite zeigen und andererseits von der gleichen Region des Untersuchungsobjektes mittels eines Computertomographen ein dreidimensionales Bild zu erstellen. Um die Befunde in den zweidimensionalen Röntgenaufnahmen einerseits und dem dreidimensionalen CT-Bild andererseits einander zuordnen zu können, wird dabei ein Referenzrahmen - gegebenenfalls in Verbindung mit Referenzmarkern verwendet - der bzw. die auf den Röntgenaufnahmen bzw. dem CT-Bild abgebildet werden, so daß die Lage der zu untersuchenden anatomischen Strukturen in bezug auf den Referenzrahmen bzw. die Referenzmarker genau bestimmt und Befunde aus den verschiedenen Abbildungen miteinander korreliert werden können.

Bei dem bekannten Verfahren gibt der Untersucher in dem dreidimensionalen CT-Bild einen Punkt vor, in dem eine Biopsie durchgeführt werden soll, und ein Computertomograph berechnet daraus die mechanischen Einstellungen eines stereoskopischen Rahmens, mit denen der Biopsiepunkt in den Fokuspunkt des stereoskopischen Rahmens gerückt werden kann. Die horizontalen und vertikalen Winkelseinstellungen, unter denen eine Biopsienadel eingeführt wird, werden mit Hilfe der angiographischen Röntgenaufnahmen bestimmt, bei denen die Gefäßpunkte, die dicht am Pfad der Biopsienadel liegen, digitalisiert und in den Computer eingegeben werden. Der daraus die geeigneten Winkel berechnet und anzeigt.

Nachteilig bei dieser Prozedur ist, daß der Untersucher sich auf die Berechnungen des Computers verlassen



An dem C-Bogen 10 sind ein Röntgenstrahler 12 und ein Röntgenbildaufnehmer 13 befestigt, die so aufeinander ausgerichtet sind, daß von einem Untersuchungs- volumen um den erwählten Mittelpunkt herum eine Röntgenaufnahme angefertigt werden kann. Dabei kann eine Vielzahl von Röntgenaufnahmen erzeugt werden, z. B. 100, die das Untersuchungsvolumen aus verschiedenen — reproduzierbaren — Winkelpositionen (einige sind gestrichelt angedeutet) des Bildaufnahmesystems 12, 13 abbilden.

Der Röntgenbildaufnehmer 13 kann einen Röntgenbildverstärker mit einer daran angeschlossenen Fernsehkreuzschaltung sein, deren Ausgangssignale von einem Analog-Digital-Wandler 14 digitalisiert und in einem Speicher 15 gespeichert werden, so daß am Ende der Untersuchung die gesamte Röntgenaufnahmeesserie gespeichert ist. Diese Röntgenaufnahmen können von einer Bildverarbeitungseinheit 16 verarbeitet werden. Die erzeugten Bilder (D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub>, D<sub>5</sub>, D<sub>6</sub>, D<sub>7</sub>, D<sub>8</sub>, D<sub>9</sub>, D<sub>10</sub>, D<sub>11</sub>, D<sub>12</sub>, D<sub>13</sub>, D<sub>14</sub>, D<sub>15</sub>, D<sub>16</sub>, D<sub>17</sub>, D<sub>18</sub>, D<sub>19</sub>, D<sub>20</sub>, D<sub>21</sub>, D<sub>22</sub>, D<sub>23</sub>, D<sub>24</sub>, D<sub>25</sub>, D<sub>26</sub>, D<sub>27</sub>, D<sub>28</sub>, D<sub>29</sub>, D<sub>30</sub>, D<sub>31</sub>, D<sub>32</sub>, D<sub>33</sub>, D<sub>34</sub>, D<sub>35</sub>, D<sub>36</sub>, D<sub>37</sub>, D<sub>38</sub>, D<sub>39</sub>, D<sub>40</sub>, D<sub>41</sub>, D<sub>42</sub>, D<sub>43</sub>, D<sub>44</sub>, D<sub>45</sub>, D<sub>46</sub>, D<sub>47</sub>, D<sub>48</sub>, D<sub>49</sub>, D<sub>50</sub>, D<sub>51</sub>, D<sub>52</sub>, D<sub>53</sub>, D<sub>54</sub>, D<sub>55</sub>, D<sub>56</sub>, D<sub>57</sub>, D<sub>58</sub>, D<sub>59</sub>, D<sub>60</sub>, D<sub>61</sub>, D<sub>62</sub>, D<sub>63</sub>, D<sub>64</sub>, D<sub>65</sub>, D<sub>66</sub>, D<sub>67</sub>, D<sub>68</sub>, D<sub>69</sub>, D<sub>70</sub>, D<sub>71</sub>, D<sub>72</sub>, D<sub>73</sub>, D<sub>74</sub>, D<sub>75</sub>, D<sub>76</sub>, D<sub>77</sub>, D<sub>78</sub>, D<sub>79</sub>, D<sub>80</sub>, D<sub>81</sub>, D<sub>82</sub>, D<sub>83</sub>, D<sub>84</sub>, D<sub>85</sub>, D<sub>86</sub>, D<sub>87</sub>, D<sub>88</sub>, D<sub>89</sub>, D<sub>90</sub>, D<sub>91</sub>, D<sub>92</sub>, D<sub>93</sub>, D<sub>94</sub>, D<sub>95</sub>, D<sub>96</sub>, D<sub>97</sub>, D<sub>98</sub>, D<sub>99</sub>, D<sub>100</sub>) können — einzeln oder als Bildfolge — auf einem Monitor 18 dargestellt werden. Die Steuerung des bildgebenden Systems 1 erfolgt mit Hilfe einer Steuereinheit 17.

In Fig. 2 ist die Folge der Verfahrensschritte für die beiden bildgebenden Systeme dargestellt. Nach der Initialisierung (100) des ersten bildgebenden Systems wird — nach einer Kontrastmittelinjektion — eine Folge von n Röntgenaufnahmen erstellt (z. B. n = 100), die das Untersuchungsobjekt und die darin befindlichen, mit Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße darstellen (Schritt 101). Davor — oder danach — wird eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen M erstellt, die dasselbe Objekt unter denselben Perspektiven darstellen wie die Röntgenaufnahmen C — die jedoch das Gefäßsystem nicht darstellen (weil entweder das Kontrastmittel noch nicht injiziert ist oder das Kontrastmittel sich schon so weit verteilt hat, daß es im Bild nicht mehr sichtbar wird).

Anschließend werden die Leeraufnahmen M von den korrespondierenden Kontrastbildern, die aus derselben Winkelposition aufgenommen wurden, subtrahiert (Schritt 102), so daß sich eine Folge von Differenzbildern D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub>, D<sub>5</sub>, D<sub>6</sub>, D<sub>7</sub>, D<sub>8</sub>, D<sub>9</sub>, D<sub>10</sub>, D<sub>11</sub>, D<sub>12</sub>, D<sub>13</sub>, D<sub>14</sub>, D<sub>15</sub>, D<sub>16</sub>, D<sub>17</sub>, D<sub>18</sub>, D<sub>19</sub>, D<sub>20</sub>, D<sub>21</sub>, D<sub>22</sub>, D<sub>23</sub>, D<sub>24</sub>, D<sub>25</sub>, D<sub>26</sub>, D<sub>27</sub>, D<sub>28</sub>, D<sub>29</sub>, D<sub>30</sub>, D<sub>31</sub>, D<sub>32</sub>, D<sub>33</sub>, D<sub>34</sub>, D<sub>35</sub>, D<sub>36</sub>, D<sub>37</sub>, D<sub>38</sub>, D<sub>39</sub>, D<sub>40</sub>, D<sub>41</sub>, D<sub>42</sub>, D<sub>43</sub>, D<sub>44</sub>, D<sub>45</sub>, D<sub>46</sub>, D<sub>47</sub>, D<sub>48</sub>, D<sub>49</sub>, D<sub>50</sub>, D<sub>51</sub>, D<sub>52</sub>, D<sub>53</sub>, D<sub>54</sub>, D<sub>55</sub>, D<sub>56</sub>, D<sub>57</sub>, D<sub>58</sub>, D<sub>59</sub>, D<sub>60</sub>, D<sub>61</sub>, D<sub>62</sub>, D<sub>63</sub>, D<sub>64</sub>, D<sub>65</sub>, D<sub>66</sub>, D<sub>67</sub>, D<sub>68</sub>, D<sub>69</sub>, D<sub>70</sub>, D<sub>71</sub>, D<sub>72</sub>, D<sub>73</sub>, D<sub>74</sub>, D<sub>75</sub>, D<sub>76</sub>, D<sub>77</sub>, D<sub>78</sub>, D<sub>79</sub>, D<sub>80</sub>, D<sub>81</sub>, D<sub>82</sub>, D<sub>83</sub>, D<sub>84</sub>, D<sub>85</sub>, D<sub>86</sub>, D<sub>87</sub>, D<sub>88</sub>, D<sub>89</sub>, D<sub>90</sub>, D<sub>91</sub>, D<sub>92</sub>, D<sub>93</sub>, D<sub>94</sub>, D<sub>95</sub>, D<sub>96</sub>, D<sub>97</sub>, D<sub>98</sub>, D<sub>99</sub>, D<sub>100</sub>) ergibt, die für die verschiedenen Winkelpositionen nur noch das Gefäßsystem darstellen, weil die anderen anatomischen Strukturen durch die Subtraktion eliminiert werden. — Anstelle der Differenzbilder können aber auch lediglich Kontrastmittel-aufnahmen (ohne Subtraktion von Leeraufnahmen) verwendet werden. In diesem Fall muß mehr Kontrastmittel injiziert werden; man erkennt dann jedoch auch noch Knochenstrukturen.

Vor oder nach der Erzeugung dieser Röntgenaufnahmen wird von derselben anatomischen Region des Patienten eine Serie von Computertomogrammen C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>, C<sub>4</sub>, C<sub>5</sub>, C<sub>6</sub>, C<sub>7</sub>, C<sub>8</sub>, C<sub>9</sub>, C<sub>10</sub>, C<sub>11</sub>, C<sub>12</sub>, C<sub>13</sub>, C<sub>14</sub>, C<sub>15</sub>, C<sub>16</sub>, C<sub>17</sub>, C<sub>18</sub>, C<sub>19</sub>, C<sub>20</sub>, C<sub>21</sub>, C<sub>22</sub>, C<sub>23</sub>, C<sub>24</sub>, C<sub>25</sub>, C<sub>26</sub>, C<sub>27</sub>, C<sub>28</sub>, C<sub>29</sub>, C<sub>30</sub>, C<sub>31</sub>, C<sub>32</sub>, C<sub>33</sub>, C<sub>34</sub>, C<sub>35</sub>, C<sub>36</sub>, C<sub>37</sub>, C<sub>38</sub>, C<sub>39</sub>, C<sub>40</sub>, C<sub>41</sub>, C<sub>42</sub>, C<sub>43</sub>, C<sub>44</sub>, C<sub>45</sub>, C<sub>46</sub>, C<sub>47</sub>, C<sub>48</sub>, C<sub>49</sub>, C<sub>50</sub>, C<sub>51</sub>, C<sub>52</sub>, C<sub>53</sub>, C<sub>54</sub>, C<sub>55</sub>, C<sub>56</sub>, C<sub>57</sub>, C<sub>58</sub>, C<sub>59</sub>, C<sub>60</sub>, C<sub>61</sub>, C<sub>62</sub>, C<sub>63</sub>, C<sub>64</sub>, C<sub>65</sub>, C<sub>66</sub>, C<sub>67</sub>, C<sub>68</sub>, C<sub>69</sub>, C<sub>70</sub>, C<sub>71</sub>, C<sub>72</sub>, C<sub>73</sub>, C<sub>74</sub>, C<sub>75</sub>, C<sub>76</sub>, C<sub>77</sub>, C<sub>78</sub>, C<sub>79</sub>, C<sub>80</sub>, C<sub>81</sub>, C<sub>82</sub>, C<sub>83</sub>, C<sub>84</sub>, C<sub>85</sub>, C<sub>86</sub>, C<sub>87</sub>, C<sub>88</sub>, C<sub>89</sub>, C<sub>90</sub>, C<sub>91</sub>, C<sub>92</sub>, C<sub>93</sub>, C<sub>94</sub>, C<sub>95</sub>, C<sub>96</sub>, C<sub>97</sub>, C<sub>98</sub>, C<sub>99</sub>, C<sub>100</sub>) erstellt, die die Absorptionsverteilung in benachbarten parallelen Ebenen der Untersuchungsregion darstellen, so daß sich ein dreidimensionales "Bild" ergibt, d. h. ein Datensatz, der die Absorptionsverteilung in einem dreidimensionalen Bereich kennzeichnet (Verfahrensschritt 201). Damit die Bildraten, die aus den verschiedenen Modalitäten 1 bzw. 2 gewonnen werden, zueinander in Beziehung gesetzt werden können, wird ein Referenzrahmen gegebenenfalls in Verbindung mit Referenzmarkern benutzt, die bezüglich der Untersuchungszonen — z. B. dem Schädel des Patienten — fixiert sind und in den Röntgenaufnahmen bzw. den Computertomogrammen mit abgebildet werden. Sie können in den Röntgenaufnahmen bzw. in den Computertomogrammen mit Hilfe automatischer Bildverarbeitungsgrogrammen mit Hilfe

herangezogen werden, wenn es darum geht, Bildraten der einen Modalität zu Bildraten der anderen Modalität in Beziehung zu setzen. Dies ist im einzelnen in dem Dokument D2 beschrieben, worauf hiermit Bezug genommen wird.

Im nächsten Verfahrensschritt 202 wird eine diagnostisch relevante Struktur aus den Computertomogrammen extrahiert, z. B. ein Tumor oder eine bestimmte Region im Gehirn (Ventrikel). Dies kann interaktiv durch den Benutzer erfolgen, jedoch sind auch automatische Bildverarbeitungsvorgänge möglich, die diese Struktur durch Segmentierung extrahieren (202). Danach ist nicht nur Form und Größe der Struktur bekannt, sondern auch ihre Lage in Bezug auf ein mit dem Referenzrahmen bzw. den Referenzmarkern verbundenes Koordinatensystem. Im einfachsten Fall genügt es, von der Struktur auch nur ein geometrisches Attribut zu extrahieren, z. B. ihren Mittelpunkt (Schwerpunkt) oder Linien oder einfache geometrische Körper, die diese Struktur begrenzen.

Bevor diese Struktur mit den Röntgenaufnahmen in Verbindung gebracht wird, ist es in manchen Fällen noch erforderlich, die Röntgenaufnahmen zu korrigieren bzw. zu kalibrieren, um den realen Verhältnissen bei der Röntgenaufnahme Rechnung zu tragen. So können sich geometrische Verzerrungen ergeben, wenn der Röntgenbildaufnehmer einen Röntgenbildverstärker umfaßt, der einen gekrümmten Eingangsschirm aufweist und dessen Ausgangsschirmbild von dem Erdmagnetfeld beeinflusst werden kann. Zur Beseitigung dieser Verzerrungen werden im Schritt 103 die Differenzbilder D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub>, D<sub>5</sub>, D<sub>6</sub>, D<sub>7</sub>, D<sub>8</sub>, D<sub>9</sub>, D<sub>10</sub>, D<sub>11</sub>, D<sub>12</sub>, D<sub>13</sub>, D<sub>14</sub>, D<sub>15</sub>, D<sub>16</sub>, D<sub>17</sub>, D<sub>18</sub>, D<sub>19</sub>, D<sub>20</sub>, D<sub>21</sub>, D<sub>22</sub>, D<sub>23</sub>, D<sub>24</sub>, D<sub>25</sub>, D<sub>26</sub>, D<sub>27</sub>, D<sub>28</sub>, D<sub>29</sub>, D<sub>30</sub>, D<sub>31</sub>, D<sub>32</sub>, D<sub>33</sub>, D<sub>34</sub>, D<sub>35</sub>, D<sub>36</sub>, D<sub>37</sub>, D<sub>38</sub>, D<sub>39</sub>, D<sub>40</sub>, D<sub>41</sub>, D<sub>42</sub>, D<sub>43</sub>, D<sub>44</sub>, D<sub>45</sub>, D<sub>46</sub>, D<sub>47</sub>, D<sub>48</sub>, D<sub>49</sub>, D<sub>50</sub>, D<sub>51</sub>, D<sub>52</sub>, D<sub>53</sub>, D<sub>54</sub>, D<sub>55</sub>, D<sub>56</sub>, D<sub>57</sub>, D<sub>58</sub>, D<sub>59</sub>, D<sub>60</sub>, D<sub>61</sub>, D<sub>62</sub>, D<sub>63</sub>, D<sub>64</sub>, D<sub>65</sub>, D<sub>66</sub>, D<sub>67</sub>, D<sub>68</sub>, D<sub>69</sub>, D<sub>70</sub>, D<sub>71</sub>, D<sub>72</sub>, D<sub>73</sub>, D<sub>74</sub>, D<sub>75</sub>, D<sub>76</sub>, D<sub>77</sub>, D<sub>78</sub>, D<sub>79</sub>, D<sub>80</sub>, D<sub>81</sub>, D<sub>82</sub>, D<sub>83</sub>, D<sub>84</sub>, D<sub>85</sub>, D<sub>86</sub>, D<sub>87</sub>, D<sub>88</sub>, D<sub>89</sub>, D<sub>90</sub>, D<sub>91</sub>, D<sub>92</sub>, D<sub>93</sub>, D<sub>94</sub>, D<sub>95</sub>, D<sub>96</sub>, D<sub>97</sub>, D<sub>98</sub>, D<sub>99</sub>, D<sub>100</sub>) einer geometrischen Transformation unterzogen, deren Parameter in einem vorangehenden Kalibrierungsverfahren ermittelt und gespeichert sind, bei dem vorzugsweise ein regelmäßiges Gitter im Strahlengang angeordnet und seine Abbildung in einer Röntgenaufnahme ausgewertet wird. Im einzelnen ist dies in dem Dokument D1 beschrieben, auf das hier ebenfalls Bezug genommen wird. Wenn der Röntgenbildaufnehmer keine solchen geometrischen Verzerrungen aufweist, kann dieser Verfahrensschritt entfallen.

Weitere Faktoren, die die Genauigkeit des ersten dungsgebenden Verfahrens beeinflussen können, ergeben sich daraus, daß der C-Bogen nicht absolut starr ist. Er verformt sich vielmehr unter dem Einfluß der Schwerkraft und der Flüssigkeitskräfte, so daß sich der Abstand des Röntgenstrahlers von dem Bildverstärker je nach der Lage des C-Bogens im Raum ändern kann. Weiterhin kann diese Verformung zur Folge haben, daß sich das Isozentrum (welches sich auf dem Röntgenstrahler mit dem Mittelpunkt des Bildaufnehmers verbindet) Zentralstrahl befindet), mit dem das für die Röntgenaufnahme relevante Koordinatensystem verknüpft ist, sich von Röntgenaufnahme zu Röntgenaufnahme verschiebt und dreht. Die dadurch bewirkten Veränderungen der Röntgenaufnahmen stören normalerweise nicht, solange man die Röntgenaufnahmen für sich allein betrachtet. Wenn man aber Bildraten aus verschiedenen Röntgenaufnahmen miteinander oder mit Bildraten aus dem CT-Bild in Beziehung setzen will, wird dadurch die erzielbare Genauigkeit beeinträchtigt. Die im Verfahrensschritt 104 durchgeführte Korrektur der dadurch bewirkten Effekte basiert auf der Tatsache, daß sich das System 10, 11, 12, 13 (vergl. Fig. 1) bei einer Rotation in Richtung des Doppel Pfeiles 20 in re-produzierbarer Weise verformt. Die Verformung kann in einem vorangehenden Kalibrierungsverfahren mit Hilfe

gelegt werden. Abstandsmessungen sind mit Hilfe eines statischen Bildwiedergabe (Verfahrensschritt 108) möglich, wobei jeweils zwei Überlagerungsbilder (mit unterschiedlichem Projektionswinkel dargestellt werden. Es können auch Volumenmessungen durchgeführt werden. Danach ist das Verfahren beendet.

Vorstehend wurden zunächst die synthetischen Projektionsbilder 105 berechnet und gespeichert, und erst danach wurden die einzelnen Überlagerungsbilder erzeugt. Es ist jedoch auch möglich, während der Wiedergabe einer Röntgenaufnahme bzw. eines Differenzbildes das zugehörige synthetische Projektionsbild zu berechnen und das Differenzbild und das gerade berechnete Projektionsbild auf dem Monitor 18 zu überlagern, und zwar auch dann, wenn die Röntgenaufnahmen bzw. die daraus abgeleiteten Differenzbilder relativ schnell nacheinander wiedergegeben werden. Es ist dann also nicht erforderlich, vorab sämtliche synthetischen Projektionsbilder zu berechnen und sie erst danach den Differenzbildern bzw. Röntgenaufnahmen zu überlagern. Es ist auch eine stereoskopische Betrachtung möglich, bei der jeweils gleichzeitig ein Stereobildpaar wiedergegeben wird, das mit den üblichen Mitteln betrachtet werden kann. Dazu müssen keine gesonderten Röntgenaufnahmen erzeugt werden. Es genügt vielmehr, jeweils zwei Überlagerungsbilder wiederzugeben, die die Untersuchungsregion aus zwei Winkelpositionen wiedergeben, die sich um etwa 6° unterscheiden — z. B. die Überlagerungsbilder  $U_1$  und  $U_{i+1}$  oder die Bilder  $U_1$  und  $U_{i+2}$  (vergl. Fig. 4). Diese stereoskopische Darstellung erleichtert nicht nur die Planung eines Biopsiepfades sondern auch die stereorakrische Messungen in den Überlagerungsbildern.

#### Patentansprüche

1. Röntgenaufnahme-Verfahren, bei dem mit einem ersten bildgebenden Einrichtung eine Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen ( $D_1, \dots, D_n$ ) angefertigt und digital gespeichert wird, bei denen das Untersuchungsobjekt (3, 5) aus unterschiedlichen Perspektiven auf einen Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, gekennzeichnet durch folgende Verfahrensschritte:
  - a) Erstellung eines dreidimensionalen Bildes ( $CT_1, \dots, CT_m$ ) von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung (2)
  - b) Extraktion einer relevanten Struktur (122) des Untersuchungsobjektes aus dem dreidimensionalen Bild
  - c) Berechnung synthetischer, zweidimensionaler Projektionsbilder ( $P_1, \dots, P_n$ ) der extrahierten Struktur, wobei die Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die reale Struktur bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen, ( $U_1, \dots, U_n$ ) durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder ( $P_1, \dots, P_n$ ) und der mit den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen ( $D_1, \dots, D_n$ )
  - e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder ( $U_1, \dots, U_n$ )
  2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als zweite bildgebende Einrichtung ein Ziehkreuz (Cursor) kann der Biopsiepfad interaktiv fest-

geeigneter Kalibrierkörper ermittelt werden, und die daraus — für jede einzelne Winkelposition — ableitbaren Korrekturparameter werden zur Korrektur der in diesen Winkelpositionen erzeugten Röntgenaufnahmen herangezogen. Auch dieses Kalibrier- und Korrekturverfahren ist im einzelnen in dem Dokument D1 beschrieben. Es kann entfallen, wenn der C-Bogen so stark ist, daß sich die Verformungen nicht auf die Röntgenaufnahmen auswirken können.

Im nächsten Verfahrensschritt 105 werden Projektionsbilder der extrahierten Struktur erzeugt, und zwar eine für jedes Differenzbild  $D_1, \dots, D_n$ . Da Fig. 3 stellt dies für ein einziges Projektionsbild dar, wobei das der (zu dem Röntgenstrahl 12 korrespondierende) Projektionszentrum mit 120, die davon ausgehenden Projektionsstrahlen mit 121 und die extrahierte Struktur mit 122 bezeichnet sind. Das (in seiner Lage mit dem Röntgenbildaufnahme 13 korrespondierende) Projektionsbild ist mit  $P_1$  bezeichnet. Die Berechnung eines solchen Projektionsbildes kann so erfolgen, daß ermittelt wird, ob sich auf einem zu einem Bildpunkt im Projektionsbild  $P_1$  führenden Projektionsstrahl 121 mindestens ein Volumenelement (Voxel) der extrahierten Struktur befindet. Ist dies der Fall, wird dem Bildpunkt ein geeigneter Bildwert zugeordnet; wenn nicht der Bildwert 0. Dies wird für alle Bildpunkte wiederholt, so daß sich ein Projektionsbild  $P_1$  ergibt, das eine Projektion 124 der Struktur darstellt. Dies wird für alle Winkelpositionen des Systems 12—13 wiederholt, in denen Röntgenaufnahmen bzw. die daraus abgeleiteten Differenzbilder erzeugt wurden.

Jedes auf diese Weise erzeugte Projektionsbild  $P_1$  ist einer Röntgenaufnahme bzw. einem Differenzbild  $D_1$  zugeordnet, wobei die Lage des Projektionszentrums 120 und des Projektionsbildes  $P_1$  in bezug auf die extrahierte Struktur 122 von der Lage des Röntgenstrahlers bzw. des Röntgenbildaufnehmers in bezug auf die reale Struktur bei der Aufbringung der korrespondierenden Röntgenaufnahme bestimmt sind.

Die auf diese Weise erzeugten synthetischen Projektionsbilder können die extrahierte Struktur mit einem beliebig vorgebbaren Kontrast darstellen, aber auch farbig. Es kommt ja lediglich darauf an, die anatomischen Details aus den verschiedenen Bildern geometrisch zutreffend wiederzugeben, aber nicht hinsichtlich des Kontrastes. — Auf diese Weise wird im Projektionschritt 105 für jede Röntgenaufnahme ein synthetisches Projektionsbild erzeugt, bei dem die projizierte Struktur im Projektionsbild die gleiche Form und Lage hat wie sie die reale Struktur in den — gegebenenfalls korrigierten — Differenzbildern  $D_1, \dots, D_n$  haben würde, wenn sie dort abgebildet werden könnte.

Im nächsten Verfahrensschritt 106 werden die Differenzbilder  $D_1, \dots, D_n$ , die im wesentlichen das Geßsystem abbilden, und die synthetischen Projektionsbilder  $P_1, \dots, P_n$ , die aus dem CT-Bild extrahiert wurden, dargestellt, einander überlagert, so daß eine Folge von Überlagerungsbildern  $U_1, \dots, U_n$  (Fig. 4) entsteht, die beide anatomische Strukturen in geometrisch korrekter Zuordnung wiederergibt. Diese Bildfolge kann im darauf folgenden Verfahrensschritt 107 auf dem Monitor wiedergegeben werden, so daß ein quasi dreidimensionaler Bildeindruck entsteht, der eine Behandlungspfanung, z. B. die Vorgabe eines Biopsiepfades, zur Einführung eines Biopsienadel in die Struktur — oder die Beurteilung eines zuvor berechneten Biopsiepfades wesentlich erleichtert. Mit einem dreidimensionalen Ziehkreuz (Cursor) kann der Biopsiepfad interaktiv fest-

Richtung ein Röntgen-Computertomograph (2) verwendet wird, wobei zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes von dem Untersuchungsobjekt (3) eine Anzahl von Computertomogrammen (CT1 ... CTm) von parallelen Schichten erstellt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erzeugung von Stereo-Bildpaaren zwei Bild-Folgen wiedergegeben werden, die beide aus der Folge der Überlagerungsbilder (U1 ... U<sub>n</sub>) abgeleitet werden, wobei die beiden Bildfolgen um einige Überlagerungsbilder gegeneinander versetzt sind.

4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Darstellung des Gefäßverlaufs bei einem Patienten vor der Aufertigung der Röntgenaufnahmen eine Kontrastmittelinjektion erfolgt zur Erzeugung einer Serie von Röntgenaufnahmen, die das mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßsystem des Patienten darstellen.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß in geringem zeitlichen Abstand von der einen Serie von Röntgenaufnahmen eine weitere Serie von Röntgenaufnahmen angefertigt wird, die den Patienten ohne Kontrastmittel darstellen, daß die zueinander korrespondierenden Röntgenaufnahmen der beiden Serien zur Erzeugung von Differenzbildern voneinander subtrahiert werden, und daß zur Erzeugung der Überlagerungsbilder die Differenzbilder und die synthetischen Projektionsbilder einander überlagert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen ersten Korrekturschritt (103) zur Korrektur der von dem Röntgenbildaufnehmer (13) abhängigen Verzerrungen mit Hilfe eines ersten Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt (106).

7. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen zweiten Korrekturschritt (104) zur Korrektur der durch die Änderung der relativen Position des Röntgenstrahlers (12) in Bezug auf den Röntgenbildaufnehmer (13) abhängigen Bildtransformationen mit Hilfe eines zweiten Satzes gespeicherter Korrekturparameter vor dem Überlagerungsschritt (106).

8. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit einer ersten bildgebenden Einrichtung (1) die einen Röntgenstrahler (12) und einen Röntgenbildaufnehmer (13) umfaßt, die zur Anfertigung einer Serie von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (D1 ... D<sub>n</sub>), bei denen das Untersuchungsobjekt aus unterschiedlichen Perspektiven auf den Röntgenbildaufnehmer projiziert wird, in Bezug auf ein Untersuchungsobjekt verstellbar sind, mit Mitteln (15) zum Speichern der Röntgenaufnahmen und mit programmierbaren Bildverarbeitungsmiteln (16), die so programmiert sind, daß folgende Bildverarbeitungsoperationen durchgeführt werden:

b) Extraktion einer relevanten Struktur (122) des Untersuchungsobjektes (3) aus einem dreidimensionalen Bild (CT1 ... CTm), das von dem gleichen Untersuchungsobjekt mit einer zweiten bildgebenden Einrichtung (2) erstellt ist

c) Berechnung synthetischer Projektionsbilder (P1 ... P<sub>n</sub>) der extrahierten Struktur, wobei bei der Struktur mit den gleichen geometrischen Parametern projiziert wird wie die realen Parameter bei der Erzeugung der einzelnen Röntgenaufnahmen.

d) Erzeugung von Überlagerungsbildern (U1 ... U<sub>n</sub>) durch Überlagerung der synthetischen Projektionsbilder mit den unter den gleichen geometrischen Verhältnissen erstellten Röntgenaufnahmen

e) Wiedergabe der Folge der Überlagerungsbilder.

9. Anordnung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen C-Bogen (10) umfaßt an dem der Röntgenstrahler (12) und der Röntgenbildaufnehmer (13) befestigt sind, und daß der C-Bogen auf einer Kreisbahn in eine Vielzahl von Aufnahme-Positionen bewegbar ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen



- 7 e r s e i t e -

10-11-68

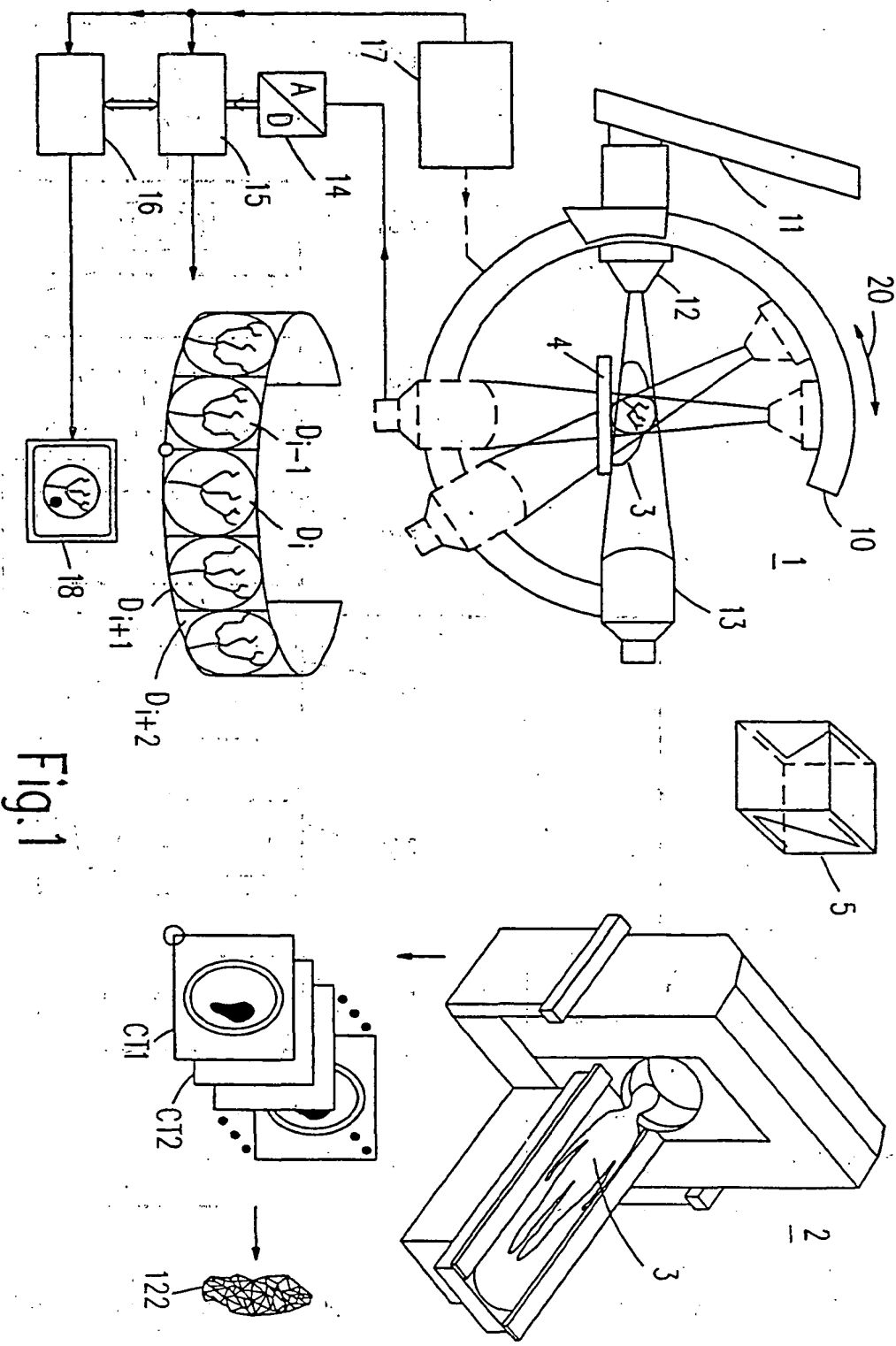


Fig. 1

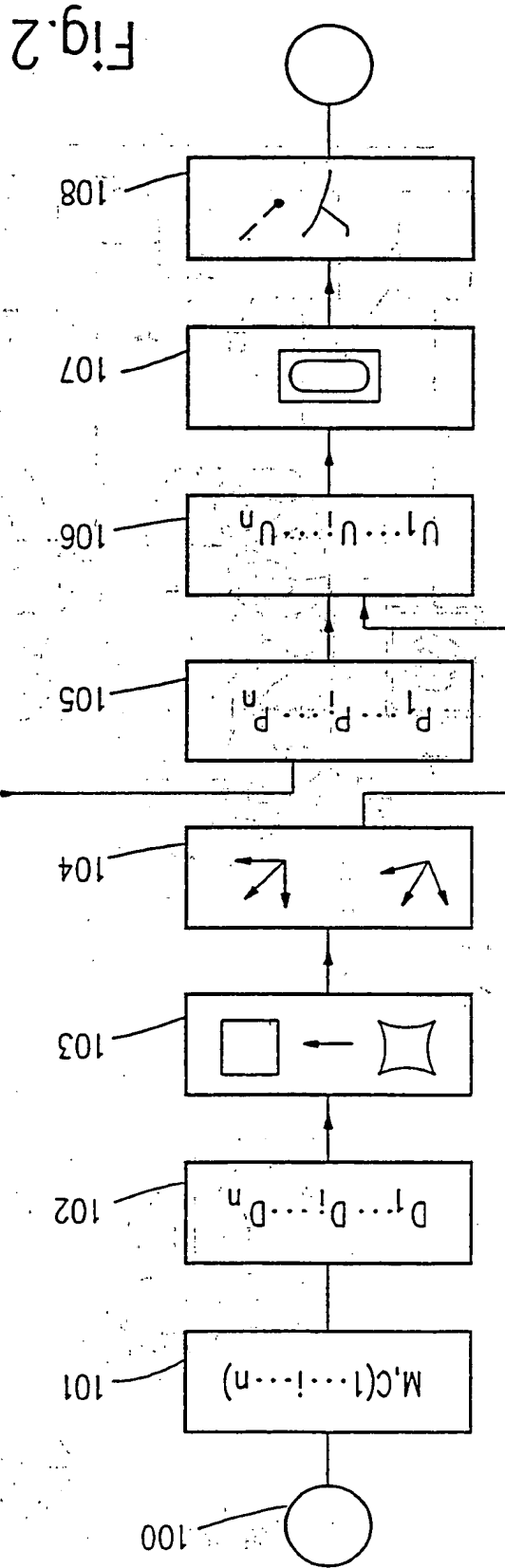


Fig. 2

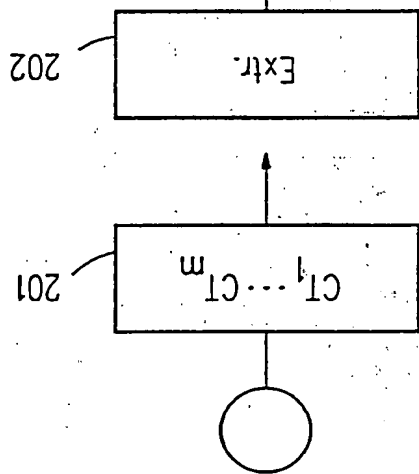


Fig. 4

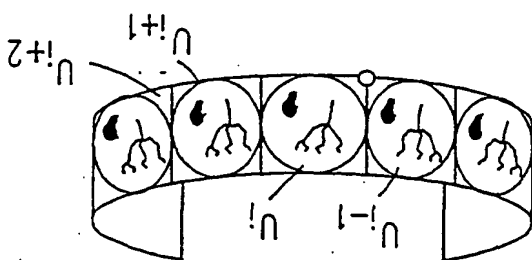


Fig. 3

